

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-064700

(43)Date of publication of application : 06.03.1998

(51)Int.Cl.

H05H 9/00  
A61N 5/10

(21)Application number : 09-160855

(71)Applicant : SIEMENS MEDICAL SYST INC

(22)Date of filing : 18.06.1997

(72)Inventor : YAO CHONG-GUO

(30)Priority

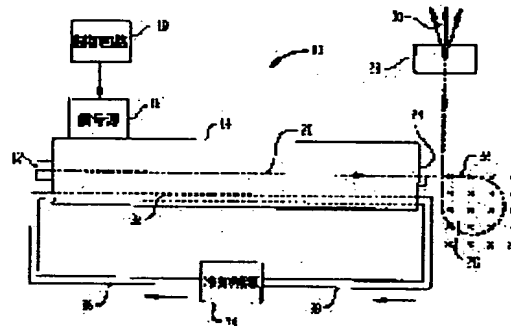
Priority number : 96 668583 Priority date : 20.06.1996 Priority country : US

## (54) CLINICAL DEVICE FOR ACCELERATING CHARGED PARTICLE ALONG BEAM AXIS

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a linear accelerator for clinical application having improved heat adjustment compared with any conventional accelerator applied to medical field and to prevent increase of occurrence of leakage trouble in this clinical device.

**SOLUTION:** The structure of this clinical device to accelerate charged particles along the beam axis 20 includes a plurality of monolithic cavity forming members, which are connected together to form a series of accelerating cavities aligned along the beam axis 20. Each cavity forming member has a passage for coolant, and the passages are connected with one another so as to form at least one continuous coolant flow path 32 penetrating the cavity forming members.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-64700

(43) 公開日 平成10年(1998) 3月6日

(51) Int. Cl. <sup>8</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 5 H 9/00			H 0 5 H 9/00	E
A 6 1 N 5/10			A 6 1 N 5/10	F

審査請求 未請求 請求項の数19 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平9-160855

(22) 出願日 平成9年(1997) 6月18日

(31) 優先権主張番号 08/668583

(32) 優先日 1996年6月20日

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105

シーメンス メディカル システムズ インコーポレイテッド  
アメリカ合衆国 ニュー ジャージー イズリン ウッド アヴェニュー サウス  
186

(72) 発明者 チョン-グォ ヤオ

アメリカ合衆国 カルフォルニア パチェーコ ベントレー コート 307

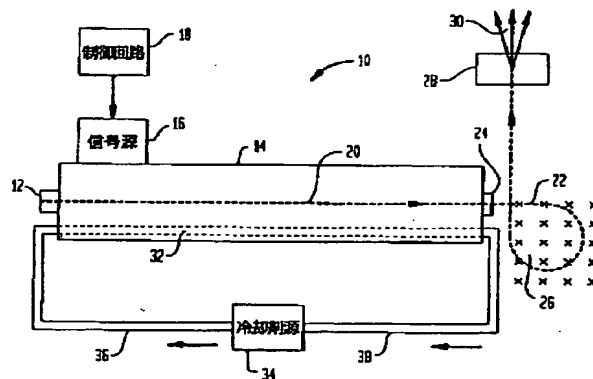
(74) 代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 ビーム軸に沿って荷電粒子を加速させる臨床用装置

(57) 【要約】

【課題】 医療目的に適用される従来の加速器に比べて改良された熱調整を有する臨床用線形加速器を提供し、しかもこの臨床用装置において、漏れに関する問題が発生しやすくなる可能性を増大させないことである。

【解決手段】 上記課題は、ビーム軸に沿って荷電粒子を加速させる臨床用装置の構成体は、複数のモノリシック空洞形成部材を有し、この複数のモノリシック空洞形成部材は接続されて前記ビーム軸に沿って整列された一連の加速空洞を形成し、空洞形成部材は冷却剤通路を有し、この冷却剤通路は相互に接続されて複数の空洞形成部材を貫通する少なくとも1つの連続的な冷却剤流路を形成することによって解決される。



**【特許請求の範囲】**

【請求項 1】 医療目的のためにビーム軸に沿って荷電粒子を加速させる臨床用装置の構成体は、複数のモノリシック空洞形成部材を有し、該複数のモノリシック空洞形成部材は接続されて前記ビーム軸に沿って整列された一連の加速空洞を形成し、前記空洞形成部材は冷却剤通路を有し、該冷却剤通路は相互に接続されて前記複数の空洞形成部材を貫通する少なくとも 1 つの連続的な冷却剤流路を形成する、医療目的のためにビーム軸に沿って荷電粒子を加速させる臨床用装置。

【請求項 2】 隣接する空洞形成部材は互いに接合する関係にあり、

前記隣接する空洞形成部材の前記冷却剤通路は、液体冷却剤の部材間伝達のために前記冷却剤流路に沿って整列されている、請求項 1 記載の臨床用装置。

【請求項 3】 漏れ放出路を前記隣接する空洞形成部材の接合表面に有し、

前記漏れ放出路は前記接合表面のうちの少なくとも 1 つにあるチャンネルであり、該チャンネルは前記冷却剤通路のすぐ近くの表面領域を前記ビーム軸のすぐ近くの表面領域から分離し、これによって前記液体冷却剤が前記加速空洞のうちの 1 つの中に漏れ入ることの可能性を低減する、請求項 2 記載の臨床用装置。

【請求項 4】 ろう材料を有し、該ろう材料は、前記冷却剤流路を、前記漏れ放出路から、前記隣接する空洞形成部材の前記接合表面に沿って分離する、請求項 3 記載の臨床用装置。

【請求項 5】 前記漏れ放出路は、前記隣接する空洞形成部材の前記接合表面の縁まで延びている、請求項 3 記載の臨床用装置。

【請求項 6】 前記漏れ放出路は、アーチ形構造を有しており、該アーチ形構造は、前記隣接する空洞形成部材の縁で一部切り取られている円の大きなセクタである、請求項 3 記載の臨床用装置。

【請求項 7】 前記空洞形成部材の前記冷却剤通路は、前記空洞形成部材を貫通して延在する穴であり、該穴は、前記ビーム軸に対して平行である、請求項 1 記載の臨床用装置。

【請求項 8】 前記空洞形成部材は前記ビーム軸のまわりに対称的に配置された少なくとも 4 つの連続的な流路である、請求項 7 記載の臨床用装置。

【請求項 9】 医療に適用するための、荷電粒子を与える臨床用装置であって、該荷電粒子を与える臨床用装置は、以下のものを有する、すなわち、

荷電粒子源を有し、

粒子加速器を有し、該粒子加速器は、前記荷電粒子源に接続された入力側を有し荷電粒子を受け取り、前記粒子加速器は、複数の粒子加速セルを有し、前記粒子加速器は、射出窓まで前記セルの各々を貫通して延びているビーム路を有し、さらに前記セルを貫通する液体冷却剤の

フローのための内部流路を有し、前記粒子加速器は、第 1 の端部に液体入口及び第 2 の端部に液体出口を有し、前記液体入口は前記液体出口に前記内部流路によって接続されており、

前記液体入口に接続された冷却剤源を有し、

前記粒子加速器内で荷電粒子とエネルギー伝達関係にある信号源を有し、

前記射出窓から出てくる加速された荷電粒子の射出ビームに応じて患者に放射線を供給するための手段を有する、荷電粒子を与える臨床用装置。

【請求項 10】 前記粒子加速器は、前記セルを形成する複数の接合空洞形成部材を含み、各空洞形成部材は冷却剤通路を有し、前記粒子加速器を貫通する前記内部流路は、前記空洞形成部材を貫通する位置合わせされ整列された冷却剤通路から形成される、請求項 9 記載の装置。

【請求項 11】 漏れ放出路を接合空洞形成部材の各接続部に有し、

各漏れ放出路は、前記接合空洞形成部材の前記冷却剤通路を貫通する軸に対して垂直な平面に平行である、請求項 10 記載の装置。

【請求項 12】 前記漏れ放出路は、接合空洞形成部材の前記接続部において前記内部流路を前記ビーム路から分離する、請求項 11 記載の装置。

【請求項 13】 前記漏れ放出路は前記空洞形成部材の表面の表面チャンネルである、請求項 11 記載の装置。

【請求項 14】 ろう付けされた領域を有し、該ろう付けされた領域は、接合空洞形成部材の前記接続部において前記内部流路を前記漏れ放出路から分離する、請求項 12 記載の装置。

【請求項 15】 他のモノリシック部材と組み合わせて線形加速器を形成するためのモノリシック部材であって、該モノリシック部材は以下のものを有する、すなわち、

第 1 の面及び第 2 の面を有するモノリシック構造を有し、前記第 2 の面は加速空洞の少なくとも一部分を形成する輪郭を有し、前記モノリシック構造は、荷電粒子ビームの通過のために前記第 1 の面から前記加速空洞まで延びるビーム通路を有し、さらに液体冷却剤のフローのために第 1 の穴に実質的に平行な冷却剤通路を有し、前記第 1 の面は漏れ放出チャンネルを有し、該漏れ放出チャンネルは前記冷却剤通路のすぐ近くの第 1 の一般的に平らな領域を前記ビーム通路のすぐ近くの第 2 の一般的に平らな領域から分離する、モノリシック部材。

【請求項 16】 前記モノリシック構造はハーフセル部材であり、該ハーフセル部材は、少なくとも 1 つの第 2 のハーフセル部材に取り付けるためのろうの領域を有している、請求項 15 記載の部材。

【請求項 17】 前記ろうの領域は前記漏れ放出チャンネルの内側の前記冷却剤通路を取り囲む溝を含む、請求項

16記載の部材。

【請求項18】 前記モノリシック構造は、前記加速空洞のまわりに配置された複数の冷却剤通路を含み、前記加速空洞は、少なくとも部分的に前記第2の面の前記輪郭によって形成される、請求項15記載の部材。

【請求項19】 前記モノリシック部材は前記冷却剤通路の各々に対して個別の漏れ放出チャネルを含んでい、請求項18記載の部材。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、放射線治療用の臨床用装置、とりわけ医療目的に利用される線形加速器の温度調整に関する。

【0002】

【従来の技術】 線形加速器は医療分野では多様な応用に使用されている。線形加速器から発射される荷電粒子、例えば電子のビームを、大きい原子番号を有する材料から成るターゲットに向けて、放射線治療のためのX線ビームが発生される。代わりに、荷電粒子のビームは、放射線外科治療の間に直接患者に適用される。このような放射線外科学は、脳腫瘍の治療では十分確立された治療となっている。高エネルギービームを局限された領域に向けて、癌細胞の内部のDNA分子の1つ又は2つの鎖を破壊する。これは、これ以上の増殖成長を少なくとも遅延させ、有利には治癒効果の高い癌治療を提供することを目的に行われる。

【0003】 Symmonsの米国特許第4324980号明細書は、医療用放射線治療で使用するための従来の線形加速器(Linac, リニアック、ライナック)を記述している。このリニアックは、一連の加速空洞(accelerating cavities)を含んでおり、この一連の加速空洞はビーム軸に沿って整列されている。粒子源、典型的には電子銃は、荷電粒子を第1の加速空洞に向けて。荷電粒子が連続する加速空洞を通過すると、この粒子は電磁界によって焦点に合わされ加速される。例えば、高周波(RF)源が加速器に結合されており、リニアックを動作するために必要な電磁界を発生する。臨床用リニアックから発射される加速された粒子は、例えば4 MeVの高エネルギーを有する。しばしば、出力ビームは、エネルギーフィルタとして機能する磁氣的屈曲装置(magnetic bending system)に向けられる。このビームはほぼ270°曲げられる。その後で、高エネルギー粒子の出力ビームか又はこの出力ビームがターゲットに衝突することによって発生されるX線ビームが患者の放射線治療のために使用される。

【0004】 駆動信号源の周波数及び加速空洞及び隣接する加速空洞間のビーム通路の設計仕様が、臨床用加速器の作動周波数を決定する。加速器の最適動作には、空洞構造の共振周波数と駆動信号の周波数との間の整合が必要である。

【0005】 臨床用加速器の出力側のビーム特性は個々の治療の間は一定のままであることが重要である。さらに、このビーム特性は、連続治療の間は一定不変であるべきである。この一定不変性(コンシステンシー)を維持する上での1つの難しさは、加速動作が結果的に熱エネルギーを発生させることである。臨床用加速器の空洞構造は、通常はろうで結合された多数のセル又はハーフセル部材である。このセル部材は銅から形成されており、銅は比較的高い熱膨張率を有する材料である。熱膨張によって、結果的に空洞構造の熱的離調(thermal detuning)が起こる。駆動信号を調整しいくらかの熱的離調を補償することができるが、動作性能は影響を受ける。

【0006】 前述のSymmonsの特許は、セル部材の熱膨張を制御する従来の方法を説明している。セル部材はろうで結合され、その後で導管に接続される。脱イオン水のような冷却剤がこの導管の中に流される。熱エネルギーはセル部材から冷却剤に伝導し、これによりある程度の熱調整が行われる。この外部冷却に加えて、電子射出窓は、基板にC字状の溝を刻むことによって内部から冷却される。この基板はカバプレートによって覆われている。冷却剤がこの溝に流されると、熱がターゲットからこの冷却剤に伝導し除去される。

【0007】 Symmonsは臨床用加速器の電子射出窓構成体での内部冷却を教示する一方で、前述のこの特許は、臨床用リニアックの加速空洞を形成するセル部材の構成体に対して外部冷却を利用する従来の方法に追従している。医療分野以外の応用のために製造される線形加速器は、より広範な内部冷却を利用している。R. G. Schoenbergその他著の“Portable, Xband, Linear Accelerator Systems”と題された白書は、原子力発電所の配管溶接のX線検査のような応用に使用される電子加速器を記述している。X線ヘッドは内部冷却水路を有すると記述されている。自給式冷却水供給が、X線ヘッド内の加速器セクション及びマグネトロン、RFサーキュレータ及びRFヘッド内の高出力RF負荷に対して、温度制御された水を供給する。

【0008】 医療分野以外の応用のための線形加速器用内部冷却の別の形態は、Kornely, Jrその他の米国特許第5021741号明細書に記述されている。一連のドリフトチューブの各ドリフトチューブが個別に冷却される。各ドリフトチューブに対し、冷却剤循環溝が、反対側の面板と同様に、ドリフトチューブの中心体に統合的に形成されている。この面板は、ハンダ/電鍍技術(solder/electroform technique)によって個々のドリフトチューブの中心体に取り付けられる。冷却剤は同心通路を有するステムを通してドリフトチューブを出入りする。この特許は、鑄造ドリフトチューブを設けることによって、冷却剤の漏れの見込みは、多数の構成要素を製造し機械加工してその後でろうで結合するドリフトチュ

ープに比べて低減されると断言する。このKornely, Jrその他のドリフトチューブでは接続部の数が低減されることによって、結果的に冷却剤の漏れる可能性のある領域の数が低減される。異なるドリフトチューブによって冷却剤のフローを分離することは、従来技術と合致するように記述されており、しかも異なるドリフトチューブによって冷却剤のフローを分離することは、接続部（この接続部の中を冷却剤は流れなければならない）の数を最小限にすることと矛盾しない。

#### 【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、医療目的に適用される従来の加速器に比べて改良された熱調整を有する臨床用線形加速器を提供し、しかもこの臨床用装置において、漏れに関する問題が発生しやすくなる可能性を増大させないことである。

#### 【0010】

【課題を解決するための手段】上記課題は、ビーム軸に沿って荷電粒子を加速させる臨床用装置の構成体は、複数のモノリシック空洞形成部材を有し、該複数のモノリシック空洞形成部材は接続されて前記ビーム軸に沿って整列された一連の加速空洞を形成し、前記空洞形成部材は冷却剤通路を有し、該冷却剤通路は相互に接続されて前記複数の空洞形成部材を貫通する少なくとも1つの連続的な冷却剤流路を形成することによって解決される。

#### 【0011】

【発明の実施の形態】医療目的のためにビーム軸に沿って荷電粒子を加速させる臨床用装置の構成体は、一連の相互接続されたモノリシック空洞形成部材を有し、この一連のモノリシック空洞形成部材は、ビーム軸に沿って整列された連続する加速空洞を形成する。内部冷却は、冷却剤通路を相互接続してモノリシック空洞形成部材を貫通する少なくとも1つの連続的な冷却剤流路を形成することによって行われる。1つの実施形態では、接合モノリシック部材の間の接続部において、漏れ放出路が冷却剤通路の周囲に形成される。このためどんな漏れも内部に侵入しない。

#### 【0012】

【実施例】図1では、医学治療のための臨床用線形加速器装置10は荷電粒子を加速器デバイス14に向けるための粒子源12を有している。加速器デバイス14は、導波管とも呼ばれる。有利な実施形態では、粒子源は電子銃であり、この電子銃は電子を加速器デバイスの入力側端部に入射する。この電子銃は、臨床用線形加速器（リニアック）の通常の構成要素である。

【0013】駆動信号は信号源16によって加速器デバイス14に供給される。この信号源は適切な周波数を有する電磁波を供給する。RF波源又は高周波源が通常は使用されるが、駆動信号の周波数の選択は本発明にとっては重大ではない。任意に、この周波数は動的に制御回路18によって制御される。この制御回路18は、ここ

には図示されていない閉ループ装置内に接続されている。

【0014】電子銃12によって加速器デバイス14に入射された電子は、このデバイスのビーム軸20に沿って加速される。電子は、信号源16とのつながりによって確立される電磁波とのエネルギー伝達関係によって高エネルギーを得る。電子のパルス出力ビーム又は定常出力ビーム22は射出窓24から放射される。この射出窓24は、デバイス14の放出端部に位置している。本発明には重大ではないが、この射出窓は、通常は薄い金属フィルムを有している。

【0015】荷電粒子の出力ビーム22は、磁気屈曲装置26に向けられる。この磁気屈曲装置26はエネルギーフィルタとして作用する。出力ビームはほぼ270°曲げられ、そして金又はタングステンターゲットのようなターゲット28に向けられる。出力ビーム22のターゲットへの衝突は、X線ビーム30を発生させ、このX線ビーム30が患者の放射線治療に使用される。代わりに、この出力ビーム22を、脳腫瘍を治療する放射線外科学的処置の場合のように患者に直接適用することもできる。磁気屈曲装置26及びターゲット28の操作はこの技術に精通した者には十分公知である。

【0016】通常は、加速器デバイスの熱調整はこのデバイスの外側表面に沿って外部導管を設置することによって達成される。例えば、銅製パイプをこのデバイスの外側表面に接触させて設置し、脱イオン水のような冷却剤がこのパイプの中を流れ、このデバイスから熱エネルギーを除去することができる。

【0017】この従来の方法に対して、図1のリニアック装置10は、内部冷却を利用する。つまり、加速器デバイス14の中を通る内部冷却剤流路32がある。後で詳しく記述されるこの内部冷却剤流路を利用することによって、熱的に調整された、液体冷却剤と構造との間の著しく改良された熱結合が達成される。液体フローのための内部通路を設ける際の1つの懸念は、臨床用リニアックの加速器デバイスが典型的には一連のセル部材又はハーフセル部材をろう付けすることによって形成されていることである。このため、液体が流路の入力端部から出力端部まで流れる際に遭遇する部材間接続部が多く存在する。各接続部は冷却剤漏れの可能性のある領域であり、この冷却剤漏れはこのデバイスの加速空洞に侵入するかもしれない。しかし、後述する隣接モノリシックハーフセル部材の接続部は、冷却剤漏れの有害な効果を防御するための漏れ放出路（leakage-release path）を有している。

【0018】冷却装置はデバイス入力側導管36への冷却剤源34を有し、デバイス出力側導管38からの帰還フローを受ける。

【0019】加速器デバイス14は1つの内部冷却剤流路32を有しているように図示されているが、有利には

多数の流路がある。入出力側導管 36 及び 38 は各流路に接続してもよいし、又は各流路ごとに個別の導管があってもよい。有利な実施形態では、4つの平行冷却剤流路が存在する。図1の実施形態の代わりの別の実施形態では、加速器デバイス14の冷却剤流路は直線状でない。非直線状流路はこのデバイスからの熱エネルギー除去に関していくつかの利点を提供する。それでもやはり、図1の直線状流路は有利である。というのもこの直線状流路は製造の容易さに関して利点を提供するからである。

【0020】図2及び3には、モノリシックハーフセル部材40が4つの内部冷却剤通路42、44、46及び48を有している様子が図示されている。この4つの内部冷却剤通路の各々は、図1に図示されている異なる冷却剤流路32の一部である。この4つの内部冷却剤通路は、ビーム軸開口部50のまわりに対称的に配置されている。この開口部50は、このモノリシック部材の第1の面52からこのモノリシック部材の内側まで延びている。第2の面は、接合領域54及び空洞形成領域56を提供するために輪郭を削られている。図2できわめてはっきり見えるように、この空洞形成領域56は円形の断面を有している。この空洞形成領域の見本の最大直径は、7.64cmである。この最大値は接合領域54の内側エッジに到達している。

【0021】ハーフセル部材40は、モノリシック側面結合構造である。この側面結合は、このモノリシック部材の上部部分58を用いて達成される。この上部部分は機械加工されて、結合空洞60が設けられている。この結合空洞は電子ビーム軸から外れており、さらにモノリシック部材の加速空洞に開口部62によってつながっている。図4では、5つのモノリシックハーフセル部材40、64、66、68及び70が結合されて加速器デバイスの一部を形成している。ハーフセル部材64の上部部分はハーフセル部材40の第1の面にろう付けされ、結合空洞60を形成している。この結合空洞60は、2つの加速空洞72及び74の各々につながっている。第2の結合空洞76は、加速空洞74及び第3の加速空洞78に通じている。この結果、適切な周波数を有する駆動信号が結合空洞に供給される場合、この電磁波は、加速空洞を通過するように方向づけられた電子ビームとエネルギー伝達関係を持つ。図4の加速器デバイスは、ハーフパイモード (half-pimode) とも呼ばれる定在波モードで作動される。公知の定在波加速器結合空洞は軸上結合空洞、同軸結合空洞又は環状リング結合空洞の形式をとることもできる。結合空洞のタイプの選択は、後述する熱冷却方法にとって重大ではない。事実上、作動の定在波モードは重大ではない。

【0022】図2、3及び4を見ると、ハーフセル部材40の接合表面54は、入射プレート80にろう付けされている。この入射プレート80は、荷電粒子を第1の

加速空洞72にガイドするための電子ビーム開口部82を有する。荷電粒子ビームは加速空洞72、74及び78の各々を通過し、焦点に集められ加速される。出力ビームの射出速度はこの加速器デバイスの加速空洞の数を含む多数の要素によって決定される。

【0023】入射プレート80とハーフセル部材40、64、66、68、70とはろう付けプロセスによって相互に結合される。ろう付け材料のワイヤは溝の中へガイドされ、従来の技術によって活性化される。許容可能なろう付け材料は、Ag、Pd、Gaから成る合金である。例えば、含有量は、82%のAg、9%のPd及び9%のGaでもよい。図2及び3には、円形の溝84及び86がビーム軸開口部50のまわりに同心状に形成されている。これらの溝にはモノリシックハーフセル部材の相互結合の間にろう材料が充填される。ろう材料のための円形の溝88もある。この溝88はモノリシック部材の上部部分58を貫く開口部90と同心である。この開口部90はここには図示されていない留め具の差し込みに使用される。

【0024】図1、2、5及び6を見ると、内部冷却剤流路32は、冷却剤通路42～48の内の少なくとも1つを含む各モノリシックハーフセル部材40を結合することによって形成されている。冷却剤通路48は、加速器デバイス14を形成する各モノリシックハーフセル部材を貫く冷却剤通路と同軸的に位置合わせされている。従って、デバイス入力側及びデバイス出力側導管36及び38がモノリシック部材の冷却剤通路48に接続されると、液体冷却剤のフローを加速器デバイスから熱エネルギーを除去するのに使用できる。

【0025】先に述べたように、臨床用リニアックの内部冷却を設ける際の懸念は、冷却剤が通過しなければならない部材間接続部の数に関連する。この懸念は、図示された実施例では、各冷却剤通路42～48のまわりのろうのダム (braze dam) を設けることによって、さらに各冷却剤通路に対して漏れ放出路を設け、漏出するような漏れも安全にガイドすることによって処理されている。

【0026】図5及び6では、このろうのダムは、ろう付け材料のリングを内側の溝92に挿入することによって形成される。有利には、第1の面52が接合される表面は相応するろう付け材料のリングを有している。2つのリングがろう付け結合されると、冷却剤通路48は密閉される。従って、もし液体冷却剤が2つの表面の接続部で漏出して、溝92に形成されたろうのダムがこの液体をガイドすることにより、この液体が不利な影響を及ぼす領域に到達することを妨げる。それにもかかわらず、第1の面52はアーチ形の溝94も有しており、このアーチ形の溝94は、万一このろうのダムが意図したように機能しない場合に、漏れ放出路を提供する。この漏れ放出路は、ハーフセル部材40の縁によって一部切

りとられた円の大きなセクタの構造を有している。この漏れ放出路に達した冷却剤は、溝 9 4 の中にとどまるか、この放出路からハーフセル部材の縁まで放出されてしまうかのどちらかである。任意に、吸収性部材をこのモノリシック部材の縁に配置し、漏れ放出路 9 4 から放出される液体を吸収させることもできる。

【0027】図 2 に図示したように、4 つの冷却剤通路 4 2 ~ 4 8 の各々は、ろうのダムの中に密閉されている。このろうのダムは溝 9 2 のろうリングによって形成される。さらに、各冷却剤通路は、円形の溝 9 4 によって形成された個別の液体放出路を有する。この円形の溝 9 4 はハーフセル部材 4 0 の縁によって一部切り取られている。

【0028】円形の溝 9 2 及び外側の一部切り取られた溝 9 4 と同じ溝が、ハーフセル部材の第 2 の面の接合領域 5 4 にも設けられている。これは図 6 に図示されている。内側の溝 9 6 はリング状のろう材料で充填されるために形成されており、冷却剤通路 4 8 を隔離する。外側の溝 9 8 は漏れ放出路として機能する。この外側の溝はモノリシック部材の第 1 の面 5 2 の漏れ放出路 9 4 と同じアーチ形の形状を有する。漏れ放出路 9 8 は、漏出した冷却剤をガイドし、モノリシック部材によって形成された加速空洞の中にこの漏出した冷却剤が侵入しないように除去する。

【0029】任意には、この漏れ放出路は他の形式をとってもよい。つまり、この放出路は図 2 及び 5 に図示されたアーチ形の構造を持つ必要はない。しかし、ここに図示された実施例は、製造の容易さの点で利点を提供する。

【0030】図 2 ~ 6 の内部多重通路冷却方法は、外部から加速器デバイスを冷却する従来の方法に比べて、より効果的に臨床用リニアックの温度を調整する。さらに、冷却剤通路は直接空洞形成部材の中に形成されるので、加速器デバイスの組立は別個の冷却剤導管の設置を必要としない。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による内部冷却を有する臨床用線形加速器の概略図である。

【図 2】図 1 の臨床用線形加速器の内部冷却能力を提供するための冷却剤通路を有するモノリシック空洞形成部材の正面図である。

【図 3】図 2 のモノリシック部材を線 3—3 に沿って切断した場合の側面図である。

【図 4】加速器デバイスを形成するために結合された一連のモノリシック部材の側面図である。

【図 5】図 2 の冷却剤通路の 1 つの拡大図である。

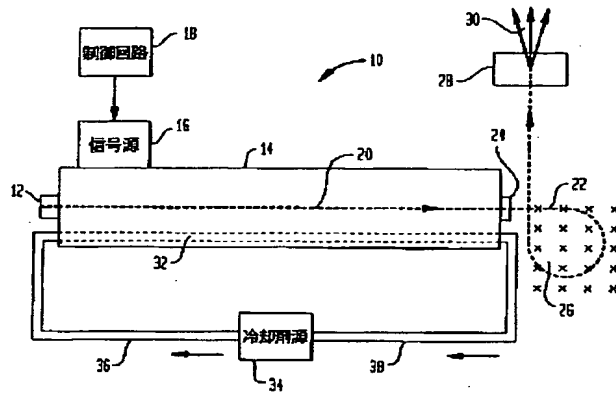
【図 6】図 2 の冷却剤通路を線 6—6 に沿って切り取っ

た場合の側面部分図である。

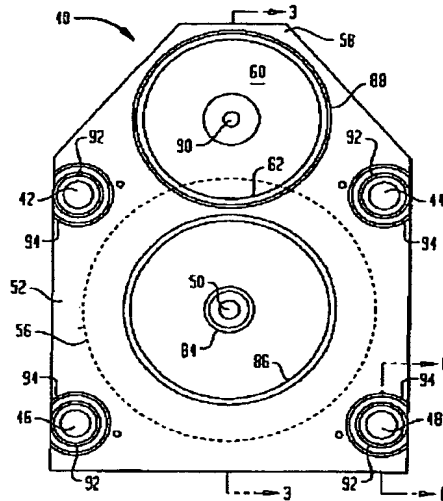
#### 【符号の説明】

- 10 臨床用線形加速器装置
- 12 粒子源
- 14 加速器デバイス
- 16 信号源
- 18 制御回路
- 20 ビーム軸
- 22 電子のパルス出力ビーム又は定常出力ビーム
- 24 射出窓
- 26 磁気屈曲装置
- 28 ターゲット
- 30 X線ビーム
- 32 内部冷却剤流路
- 34 冷却剤源
- 36 デバイス入力側導管
- 38 デバイス出力側導管
- 40 モノリシックハーフセル部材
- 42 内部冷却剤通路
- 44 内部冷却剤通路
- 46 内部冷却剤通路
- 48 内部冷却剤通路
- 50 ビーム軸開口部
- 52 第 1 の面
- 54 接合領域
- 56 空洞形成領域
- 58 上部部分
- 60 結合空洞
- 62 開口部
- 64 モノリシックハーフセル部材
- 66 モノリシックハーフセル部材
- 68 モノリシックハーフセル部材
- 70 モノリシックハーフセル部材
- 72 加速空洞
- 74 加速空洞
- 76 結合空洞
- 78 加速空洞
- 80 入射プレート
- 82 電子ビーム開口部
- 84 溝
- 86 溝
- 88 溝
- 90 開口部
- 92 溝
- 94 溝
- 96 溝
- 98 溝

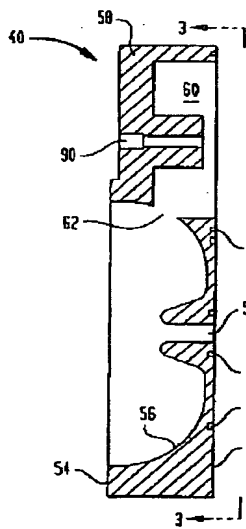
【圖 1】



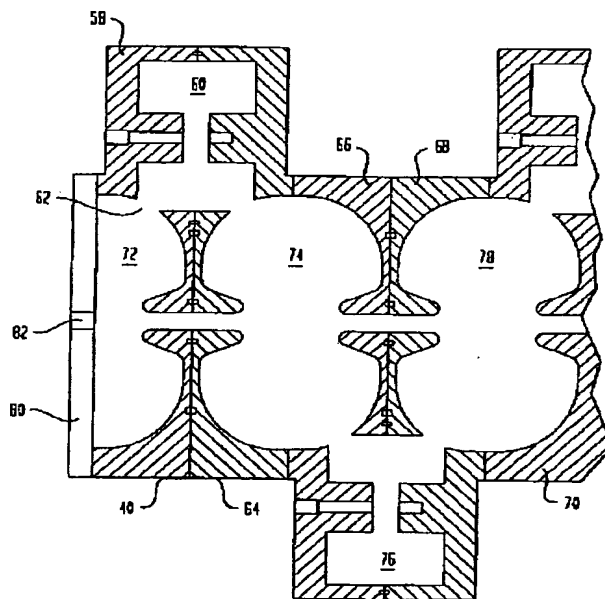
【圖 2】



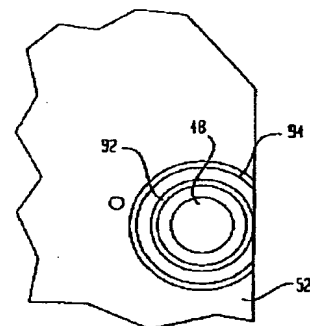
【圖 3】



【圖 4】



【圖 5】



【圖 6】

